

5

10

-----

SYSTEM ZUR MINIMALINVASIVEN VERSORGUNG EINER FRAKTUR EINES KNOCHENS,  
INSBESONDERE EINER PROXIMALEN HUMERUS-ODER FEMURFRAKTUR

-----

15

### Beschreibung

20

Die Erfindung betrifft ein System zur minimalinvasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens, insbesondere einer proximalen Humerus- oder Femurfraktur.

25

30

Die operative Therapie nimmt bei der Versorgung von Knochenfrakturen bekanntermaßen einen festen Platz ein. Sie ist in der Regel dann angezeigt, wenn erhebliche Dislokationen der Bruchfragmente vorliegen, eine durch den Bruch hervorgerufene Fehlstellung der Fragmente nicht alleine durch Reposition behoben werden kann oder bei Mehrfragmentfrakturen. Dabei haben grundsätzlich Operationsmethoden mit dem geringsten Ausmaß einer Schädigung der Weichgewebe und dem Vorteil einer frühen postoperativen Bewegungstherapie Vorrang. Daher nimmt die Bedeutung von Systemen zur minimalinvasiven Versorgung von Knochenfrakturen zu. Es stehen jedoch nicht für alle der verschiedenen auftretenden Frakturen geeignete Systeme zur

35

minimalinvasiven Versorgung zur Verfügung. Bei der Schulter ist zudem der Zugang von der Oberarmaußenseite bislang  
5 nicht üblich, da bei vorbekannten Operationstechniken die Gefahr einer Verletzung des Nervus axillaris besteht.

Bei der Behandlung von Oberarmfrakturen, welche das kopfseitige Ende des Oberarmknochens (auch Humerus genannt)  
10 betreffen, ist die Verwendung von Platten und Schrauben eines der Standardverfahren. Bei diesen auch proximalen Humerusfrakturen genannten Knochenbrüchen werden die Platten und Schrauben in herkömmlicher Weise, also nicht minimalinvasiv über einen ausreichend großen Hautschnitt,  
15 welcher beim Erwachsenen etwa 10 cm lang ist, eingebracht. Um die Platte mit den Schrauben an dem Humerus zu befestigen, müssen die Muskelhäute und Muskeln, aber auch die Gelenkkapsel des Schultergelenks durchtrennt werden. Die Frakturheilung ist bei diesem Verfahren zwar zufrieden  
20 stellend. Der große operative Zugang ist für die Schulter jedoch sehr belastend. Da das Schultergelenk sehr wenig knöcherne Führung hat und ein dicker Mantel an Muskulatur die Schulter umhüllt, sind die für das Einsetzen der Platten und Schrauben erforderlichen Eingriffe in das  
25 Weichgewebe der Schulter meist mit erheblichen postoperativen Bewegungseinschränkungen verbunden.

Zur Vermeidung der Schädigung des Weichgewebes ist für die Behandlung von proximalen Humerusfrakturen die so genannte  
30 intramedulläre Bündelnagelung als besonders schonendes Verfahren bekannt geworden. Hierbei werden über einen kleinen Hautschnitt, knapp oberhalb des Ellenbogens, nach Eröffnung der Knochenmarkshöhle dünne Nägel im Markraum hinauf bis an das obere Ende des Oberarmknochens bis über

die Frakturstelle geschoben. Dieses Verfahren eignet sich jedoch nur für wenige sehr einfache Frakturtypen. Bei  
5 Frakturen mit mehreren Fragmenten wandern die Nägel durch die offenen Knochenstellen im Frakturbereich noch oben und stören im Gelenk.

Für die Versorgung von Frakturen, die das hüftseitige Ende  
10 des Oberschenkelknochens betreffen (auch proximale Femurfraktur genannt), ist ein „dynamische Hüftschraube“ genanntes System bekannt geworden. Dieses wird eingesetzt, um ein Knochenfragment mit dem nicht frakturierten Teil des Knochens zu verbinden. Das dynamische Hüftschrauben-System  
15 weist eine Schraube auf, die, nach Anbringen eines entsprechenden Bohrlochs, in das Knochenfragment eingeschraubt wird. Die Schraube ist derart dimensioniert, dass sie über ihre ganze Länge in dem Bohrloch aufgenommen wird. Das freie Ende dieser Schraube wird mit Hilfe einer  
20 Platte fixiert, die mit dem Knochen verschraubt wird. Die Platte weist an ihrem einem Ende einen winklig zur Längsachse der Platte angeordneten rohrförmigen Abschnitt auf. Dieser wird vor der Befestigung der Platte an dem Knochen in das Bohrloch des Knochens geführt, um das freie  
25 Ende der vorgenannten Schraube aufzunehmen und zu fixieren. Das dynamische Hüftschrauben-System kann jedoch nicht minimalinvasiv eingesetzt werden. Es ist zur Versorgung von Humerusfrakturen auch nicht geeignet.

30 Nach der US-PS 5,429,641 ist auch ein System zur minimalinvasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens bekannt. Über einen Verbindungsabschnitt werden hier „lange Schrauben“ in einer Hülse in den Knochen eingeführt. Das System der „langen Schrauben“ ist kipps stabil und axial ver-

schiebblich aufgebaut, jedoch nur während des Einschraubens in den Knochen. Nachteilig ist hier, dass nach dem Setzen der Schrauben es eine starre, auf Zug bestehende Verbindung  
5 darstellt, die eine axiale Verschiebung nach dem Einbau ausschließt.

Die vorliegende Erfindung stellt sich daher die Aufgabe,  
10 ein System zur minimalinvasiven Versorgung von Knochenfrakturen anzugeben, durch das im Bereich der Fraktur eine hohe Stabilität erzielt werden kann und gleichzeitig Weichgewebe nur in einem geringen Umfang geschädigt wird.

15 Diese Aufgabe wird durch ein System zur minimalinvasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens, insbesondere einer proximalen Humerus- oder Femurfraktur gelöst, umfassend eine Osteosyntheseplatte, welche einen Stützabschnitt, der  
20 mit einer Stützfläche an dem Knochen benachbart zu der Fraktur positioniert werden kann, und einen Befestigungsabschnitt zur Festlegung der Osteosyntheseplatte an dem Knochen aufweist, ein Fixierelement zum Festlegen in einem durch die Fraktur gelösten Fragment des  
25 Knochens, und ein Führungselement, welches über einen ersten Verbindungsabschnitt an der Osteosyntheseplatte festlegbar ist und das einen zweiten Verbindungsabschnitt zum Führen des Fixationselements aufweist, wobei der Stützabschnitt der Osteosyntheseplatte wenigstens eine  
30 erste Ausnehmung aufweist und das Fixationselement und das Führungselement durch die erste Ausnehmung in den Knochen eingeführt werden können.

Durch diese Gestaltung wird es ermöglicht, Frakturen, insbesondere subkapitale Humerus- und Femurfrakturen mit einer Osteosyntheseplatte minimalinvasiv zu stabilisieren und den Knochenfragmenten in ihrer Lage zueinander Halt zu geben.

Die erfindungsgemäße Osteosyntheseplatte kann durch einen kleinen Schnitt, welcher bei der subkapitalen Humerusfraktur unterhalb des Oberarmkopfes angebracht wird, bis zum Knochen eingeführt und dann am Knochen entlang unter Abschabung der Muskulatur nach oben geschoben werden, bis der Stützabschnitt benachbart zu der zu stabilisierenden Fraktur zu liegen kommt. Nachdem die Osteosyntheseplatte über den Befestigungsabschnitt in dieser Lage an dem Knochen fixiert wurde, kann durch einen weiteren kleinen Hautschnitt und nach dem Anbringen eines Bohrlochs in dem Knochen das Fixationselement durch die erste Ausnehmung in den Knochen eingeführt und in dem durch die Fraktur gelösten Knochenfragment festgelegt werden. Das gleichfalls durch die erste Ausnehmung eingesetzte Führungselement wird über seinen ersten Verbindungsabschnitt mit der Osteosyntheseplatte und über seinen zweiten Verbindungsabschnitt mit dem Fixationselement verbunden, wodurch dieses in die Fraktur stabilisierender Weise geführt wird. Mit dem erfindungsgemäßen System können auch kompliziertere Frakturen minimalinvasiv versorgt werden, ohne dass hierzu Weichgewebe in größerem Umfang geschädigt werden müsste. Dies ist bei proximalen Humerusfrakturen besonders vorteilhaft, da weder die die Schulter stützende Muskulatur noch die Gelenkkapsel in erheblichem Maße in Mitleidenschaft gezogen werden. Dementsprechend ist die postoperative Heilung beschleunigt. Bewegungseinschränkungen der Schulter werden erheblich reduziert.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die erste Ausnehmung in dem Stützabschnitt  
5 und das Führungselement derart ausgebildet sind, dass eine Längsachse des Führungselements und eine tangential zu der dem Knochen zugewandten Seite der Osteosyntheseplatte verlaufende Fläche einen Winkel zwischen  $50^\circ$  und  $70^\circ$ , insbesondere zwischen  $55^\circ$  und  $65^\circ$  einschließen. Eine derart  
10 ausgebildete Osteosyntheseplatte eignet sich insbesondere für proximale Humerusfrakturen.

Unerwünschten Bewegungen des Führungselements wird dadurch entgegengewirkt, dass an der Osteosyntheseplatte und/oder  
15 dem Führungselement Befestigungsmittel vorgesehen sind, die das Führungselement nach dem Einsetzen in die Osteosyntheseplatte in beiden Richtungen axialfest halten.

Die Handhabung wird dadurch vereinfacht, dass  
20 Ausrichtmittel vorgesehen sind, durch welche die Rotationsposition des Führungselements relativ zur Osteosyntheseplatte eingestellt und/oder kontrolliert werden kann. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn mit dem Führungselement ein zusätzliches Knochensplinterfixierungs-  
25 element verbunden werden soll, wie dies unten näher erläutert wird.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung umfassen die Befestigungsmittel eine in der ersten Ausnehmung des  
30 Stützabschnitts ausgebildete Nut und eine korrespondierende, an dem Führungselement ausgebildete Nase, die in die Nut eingeführt werden kann.

In der Nut ist ein Anschlag zur Anlage an der Nase vorgesehen, der eine Rotationsbewegung des Führungselements begrenzt. Dadurch kann die Rotationsposition des Führungselements relativ zur Osteosyntheseplatte eingestellt und/oder überprüft werden.

Alternativ können die Befestigungsmittel ein an dem ersten Verbindungsabschnitt des Führungselements ausgebildetes Außengewinde und ein mit diesem in Eingriff bringbares, in der ersten Ausnehmung ausgebildetes Innengewinde umfassen.

Eine gute Führung des Fixationselements wird dadurch erreicht, dass der zweite Verbindungsabschnitt des Führungselements als Aufnahme ausgebildet ist, in der ein Schaft des Fixationselements kippstabil und axial verschieblich aufgenommen ist. Aufgrund der axialen Verschieblichkeit können am Knochenspalt im Verlauf der Heilung auftretende Schrumpfungen ausgeglichen werden. Dementsprechend kann das Fixationselement auch als gleitendes Fixationselement bzw. im Falle einer Ausbildung des Fixationselements als Schraube als Gleitschraube bezeichnet werden.

25

Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung weist der Schaft des Fixationselements Mitnehmerflächen auf, durch welche das Fixationselement rotationsfest in der Aufnahme gehalten ist. Hierdurch wird einerseits das Einschrauben des Fixationselements mittels eines Werkzeugs, unter Umständen auch unter Verwendung des Führungselements in das Knochenfragment ermöglicht. Gleichzeitig wird hierdurch eine Rotationssicherung zwischen Führungselement und Fixationselement erreicht. Alternativ kann der Schaft des Fixationselements auch drehbar in der Aufnahme gehalten sein.

35

- Gemäß einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist ein Knochensplinterfixierungselement  
5 vorgesehen, welches in oder an dem Führungselement, insbesondere in einer darin vorgesehenen Querbohrung, fixierbar ist. Diese Gestaltung ist insbesondere dann von Vorteil, wenn durch die Fraktur, wie dies häufig der Fall ist, drei oder sogar mehr Knochenfragmente entstanden sind.
- 10 Unter Verwendung des Knochensplinterfixierungselements kann dann ein weiteres Fragment des Knochens an der Osteosyntheseplatte gehalten und damit die Knochenheilung beschleunigt werden.
- 15 Nach einer Weiterbildung dieses Erfindungsgedankens ist die Querbohrung derart in dem Führungselement angeordnet, dass eine Längsachse des länglichen Knochensplinterfixierungselements und eine Längsachse des Führungselements einen Winkel zwischen  $60^\circ$  und  $100^\circ$ , insbesondere zwischen  $70^\circ$  und  
20  $90^\circ$  einschließen. Hierdurch eignet sich das erfindungsgemäße System besonders für Humerusfrakturen, bei denen das Tuberculum Majus-Fragment abgetrennt wurde.
- Dieses abgesplitterte Fragment kann durch das Knochen-  
25 splinterfixierungselement nicht nur gehalten, sondern es kann auch ein Druck in die gewünschte für eine schnelle Knochenbildung vorteilhafte Richtung ausgeübt werden.
- Die Fixierung eines abgesplitterten Knochenfragments oder  
30 Knochensplinters wird erleichtert, wenn das Knochensplinterfixierungselement als Schraube ausgebildet ist, die einen Krallen aufweisenden Druckkörper aufweist.



Eine weitere Verbesserung wird dadurch erzielt, dass Mittel zur Verhinderung einer Rotation des losgelösten Knochenfragments vorgesehen sind. Vorzugsweise ist hierfür  
5 eine einen Kopf aufweisende Antirotationsschraube vorgesehen, welche durch wenigstens eine zweite Ausnehmung in dem Stützabschnitt in das losgelöste Knochenfragment einsetzbar ist.

10

Aufgrund der Fixierung durch das Fixationselement, welches über das Führungselement an der Osteosyntheseplatte gehalten ist, und die Antirotationsschraube werden Drehbewegungen des Knochenfragments zuverlässig verhindert.

15

Die Fixierung der Antirotationsschraube an der Osteosyntheseplatte wird dadurch verbessert, dass die zweite Ausnehmung ein Innengewinde und die Antirotationsschraube an ihrem Kopf ein entsprechendes  
20 Außengewinde aufweist.

Durch diese Gestaltung wird eine größere Stabilität erzielt, insbesondere wird eine Kippbewegung der Antirotationsschraube unterbunden.

25 Zum minimalinvasiven Einbringen des erfindungsgemäßen Systems weist dieses einen Zielbügel auf, der mit der Osteosyntheseplatte lösbar verbindbar ist. Dieser Zielbügel ermöglicht es, in einfacher Weise die Osteosyntheseplatte minimalinvasiv an die gewünschte Position zu bringen, an  
30 dem Knochen zu befestigen und das Fixationselement, das Führungselement, die Antirotationsschraube und das Knochensplitterfixierungselement in den Knochen einzubringen.

Dabei wird das Einbringen von Bohrungen in den Knochen sowie die Montage der einzelnen Elemente dadurch erleichtert, dass der Zielbügel Zielbohrungen aufweist, welche mit den Ausnehmungen in der Osteosyntheseplatte fluchten.

Es hat sich gezeigt, dass es auch möglich ist eine minimalinvasive Versorgung von Knochenfrakturen durch das System ohne Zuhilfenahme der Osteosyntheseplatte durchzuführen, sofern die Corticalis des Knochens eine ausreichende Festigkeit aufweist.

Erfindungsgemäß ist in diesem Fall das Führungselement in der Corticalis durch Einschrauben direkt befestigt. Das in oder auf dem Führungselement gleitend gelagerte Fixationselement wird hier, wie bereits zuvor beschrieben in dem abgebrochenen Frakturteil des Knochens befestigt. Damit eine Rotation des Frakturteils ausgeschlossen ist, können im Stützabschnitt des Knochens in der Corticalis wenigstens eine Antirotationsschraube so eingetrieben werden, dass diese bis in das Weichteil des durch die Fraktur gelösten Fragments des Knochens reicht. Auch hier kann im oder am Führungselement, wie bereits zuvor beschrieben, mindestens ein Knochensplinterfixierungselement befestigt sein.

Sofern eine Befestigung des Fixierungselement durch direktes Einschrauben in die Osteosyntheseplatte oder auch in die Corticalis erfolgt, dann ist der erste Verbindungsabschnitt am Ende vorzugsweise so geformt, dass ein Zielbügel für die Bohrungsrichtung des Knochensplinterfixierungselements an diesem so angesetzt werden kann, dass nach der Bohrung eine problemlose Befestigung des Knochen-

plitterfixierungselements in oder an dem Führungselement erfolgen kann.

- 5 Entsprechend den operativen Erfordernissen können auch Führungselemente verwendet werden, in oder an deren mehrere Knochensplitterfixierungselement befestigt werden können.

10 Die Festlegung der Bohrrichtung für die Antirotations-schrauben bei Verwendung einer Osteosyntheseplatte kann auch mit bekannten Bohrschablonen erfolgen.

In einer weiteren Ausführungsvariante ist der Verbindungsabschnitt zwischen Fixationselement und Führungselement so  
15 gestaltet, dass ein problemloses Gleiten untereinander möglich ist, jedoch durch ein Begrenzungsanschlag, wie zum Beispiel ein Sprengring, einen Stift, einer Bördelung oder ähnliches am Verbindungsabschnitt des Führungselements oder Schaft des Fixationselement ein Entkoppeln beider Teile  
20 verhindert wird, da er in eine umlaufende Nut eingreift.

Ein weiterer Vorteil ist hier, dass die axiale Verschiebung beim Gleiten, z.B. durch die Breite der Nut, auf einen zuvor bestimmten Wert begrenzt werden kann. Es hat sich  
25 gezeigt, dass eine axiale Verschiebung im Allgemeinen bis zu 10 mm bei einer Fraktur ausreichend ist.

Der Schaft des Fixationselements ist in einer Ausführungsform in einer Aufnahme des Führungselements  
30 gleitend, kippstabil und axial verschieblich gelagert. In einer weiteren Ausführungsform ist der Schaft des Fixationselements so gestaltet, dass er den zweiten Verbindungsabschnitt des Führungselements von außen umgreift. Auch hier ist er gleitend, kippstabil und axial  
35 verschieblich gelagert. Auch eine Begrenzung ist möglich.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn die gleitend gelagerte Verbindung so gestaltet ist, dass eine Rotation des  
5 Fixationselements um die Achse möglich ist.

Bei diesen Ausführungsformen ist am Ende des Schaftes des Fixationselements eine Fixationsausnehmung zentrisch zur Aufnahme eines Drehwerkzeuges angeordnet. Diese Fixations-  
10 ausnehmung kann die Form eines Innengewindes zur Aufnahme einer Schraube oder einer andere Form zur Aufnahme eines kraftschlüssigen Verbindungselements aufweisen, damit eine zwangsweise Drehung des Fixationselements zum Einschrauben in den Frakturteil des Knochens möglich ist. In diesen Fall  
15 ist in dem Führungselement axial eine durchgehende Drehwerkzeugsbohrung zur Aufnahme des Drehwerkzeuges angeordnet.

Weitere Ziele, Merkmale und Anwendungsmöglichkeiten der  
20 vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung des Ausführungsbeispiels anhand der Zeichnung. Dabei bilden alle beschriebenen und/oder bildlich dargestellten Merkmale für sich oder in beliebiger Kombination den Gegenstand der Erfindung, auch unabhängig  
25 von ihrer Zusammenfassung in einzelnen Ansprüchen oder deren Rückbeziehung.

Es zeigen:

Fig.1 eine Seitenansicht, teilweise im Schnitt,  
30 des erfindungsgemäßen Systems zur minimal-invasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens;

Fig. 2a eine Draufsicht auf die erfindungsgemäße Osteosynthesplatte;

- Fig. 2b einen Querschnitt durch die Figur 2a dargestellte Osteosyntheseplatte quer zu deren Längsrichtung;
- Fig. 3 eine Schnittdarstellung eines erfindungsgemäßen Systems in seiner Einbauposition;
- Fig. 4 einen Schnitt durch das erfindungsgemäße System entlang der Linie A-A in Figur 3;
- Fig. 5 einen Schnitt durch ein erfindungsgemäßes System etwa entlang der Linie B-B in Figur 3, aber in einer geringfügig abgewandelten Ausführungsform;
- Fig. 6 eine Schnittdarstellung entlang der Linie A-A durch eine alternative Ausführungsform;
- Fig. 7 eine Schnittdarstellung eines erfindungsgemäßen Systems in seiner Einbauposition ohne Osteosyntheseplatte;
- Fig. 8 eine Schnittdarstellung des Verbindungsabschnittes mit innenliegendem Schaft des Fixationselements
- Fig. 9 eine Schnittdarstellung des Verbindungsabschnittes mit außenliegendem Schaft des Fixationselements

25

In den Figuren ist ein System zur minimalinvasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens dargestellt. Das erfindungsgemäße System eignet sich grundsätzlich zur Versorgung unterschiedlicher Knochenfrakturen. Es ist jedoch besonders für proximale Humerus- oder Femurfrakturen geeignet, also für solche Knochenbrüche, welche das körpernahe Ende des Oberarm- oder Oberschenkelknochens betreffen. Die Figuren und die nachfolgende Beschreibung erläutern die Erfindung beispielhaft anhand des dargestell-

35

ten Systems zur Versorgung einer proximalen Humerusfraktur, ohne die Erfindung hierauf zu beschränken.

5

Wie aus den Figuren 1 und 3 ersichtlich ist, enthält das als Bausatz ausgebildete System eine Osteosyntheseplatte 1, ein Fixationselement 2 zum Fixieren in einem durch die Fraktur gelösten Fragment des Knochens 3 sowie ein

10 Führungselement 4 für das Fixationselement 2.

Die länglich ausgebildete starre Osteosyntheseplatte 1, weist einen Befestigungsabschnitt 5 auf, über den die Osteo-syntheseplatte 1 an dem unversehrten Schaft des

15 Knochens 3 befestigt werden kann. Hierzu sind in dem in etwa rechteckigen Befestigungsabschnitt 5 drei in einer Linie angeordnete Durchgangsöffnungen 6, 7, 8 angeordnet. Diese ermöglichen es, Mittel zur Befestigung der Osteo-syntheseplatte 1 in den Knochen 3 einzubringen. Bei der

20 dargestellten Ausführungsform sind die Durchgangsöffnungen 6 und 8 kreisförmig ausgebildet, während die Durchgangsöffnung 7 ein sich entlang der Längsachse der Osteosyntheseplatte erstreckendes Langloch ist. Als Mittel zur Befestigung der Osteosyntheseplatte sind erfindungsgemäß

25 drei Corticalisschrauben vorgesehen. Die für die als Langloch ausgebildete Durchgangsöffnung 7 bestimmte Corticalisschraube 10 weist einen abgerundeten, auch als Kugelkopf bezeichneten Schraubenkopf auf. Hingegen haben die Corticalisschrauben 9 und 10 einen zylindrischen

30 Schraubenkopf, welcher mit einem Außengewinde versehen ist. Ein dem Außengewinde der Köpfe der Corticalisschrauben 9 und 11 entsprechendes Innengewinde ist in den Durchgangsöffnungen 6 und 8 der Osteosyntheseplatte 1 vorgesehen, in welche die Köpfe der Corticalisschraube 9

35 und 11 bis zu einem Ausschlag eingedreht werden können.

Durch diese Gestaltung werden die Corticalisschrauben 9 und 11 in jeder Richtung stabil und fest an der Osteosyntheseplatte gehalten. Die Corticalisschrauben 9 und 11 weisen sämtlich an ihrem Schaft ein Gewinde auf, das zum Einschrauben in die entsprechende in dem Knochen 3 vorgesehene Bohrungen geeignet ist.

10 Oberhalb des Befestigungsabschnitts 5 weist die Osteosyntheseplatte 1 einen Stützabschnitt 12 auf, der bei der dargestellten Ausführungsform etwas breiter als der Befestigungsabschnitt 5 ist. Beide Abschnitte können, anders dargestellt, insbesondere auch in identischer Breite  
15 ausgeführt werden. Zu dem das Einsetzen der Osteosyntheseplatte 1 unter einem Muskel dadurch erleichtert wird, dass das freie Ende des Stützabschnitts 12 einen Gleitbereich mit einer Dickenreduktion aufweist und flach zum Knochen hin auslaufend ausgebildet ist (nicht dargestellt).

20

Der Stützabschnitt 12 hat gleichfalls eine in etwa rechteckige Grundform. Er weist (vier) Bohrungen 13 auf, die jeweils von der Figur 2a gezeigten Vorderseite bis auf die dem Knochen zugewandte Seite der Osteosyntheseplatte 1  
25 durchgehen. Die Bohrungen 13 ermöglichen es, den Bruch zunächst provisorisch zu fixieren, um anschließend das Fixationselement 2 in das durch den Bruch abgetrennte Fragment des Knochens 3 einzusetzen. Dies kann beispielsweise durch so genannte Kirschnerdrähte geschehen, welche  
30 durch die Bohrungen 13 in den Knochen 3 eingebracht werden. Zudem können, nach dem Entfernen der Kirschnerdrähte, erforderlichenfalls durch die Bohrungen 13 zusätzliche Schrauben (nicht dargestellt) in den Knochen 3 zur Stabilisierung der Fraktur eingebracht werden. Hierzu

weisen die Bohrungen 12 ein Innengewinde auf, in welches die Schrauben über ein an ihrem Kopf vorgesehenes  
5 Außengewinde winkelstabil eingeschraubt werden können.

Weiterhin weist der Stützabschnitt 13 (drei) schräg angeordnete Durchgangslöcher 38 auf, die jeweils von der in Figur 2a gezeigten Vorderseite bis in die Seitenfläche 14  
10 durchgehen. Dies kann Figur 2b entnommen werden, die einen Querschnitt durch den Stützabschnitt 12 im Bereich der unteren zwei Durchgangslöcher 38 zeigt. Die Durchgangslöcher 38 können, wenn die Osteosyntheseplatte 1 in einer offenen, also nicht minimalinvasiven Operation eingesetzt  
15 wird, dazu verwendet werden, Bruchfragmente (insbesondere das Tuberculum Majus Fragment) mit Fäden zu fixieren.

Figur 2b zeigt darüber hinaus, dass die Unterseite der Osteosyntheseplatte 1 in einer Richtung quer zu seiner  
20 Längsachse konkav gekrümmt ist, wodurch die Anlage an dem Knochen 3 verbessert wird. Der Stützabschnitt 12 der Osteosyntheseplatte 1 hat in Richtung seiner Längsachse eine leicht konvex gewölbte Form. Dadurch wird der Kontakt mit dem erweiterten Kopf des Knochens 3 verbessert.

25

In dem Stützabschnitt 12 ist eine erste Ausnehmung 15 vorgesehen, welche sich durch die Osteosyntheseplatte 1 erstreckt. Die erste Ausnehmung 15 sowie das unten näher beschriebene Fixationselement 2 und das Führungselement 4  
30 sind so bemessen, dass das Fixationselement 2 und das Führungselement 4 durch die erste Ausnehmung 15, ausgehend von der in Figur 1 dargestellten Position, in den Knochen 3 bzw. ein vorab darin anzubringendes Bohrloch eingeführt und in die in Figur 3 dargestellte Position gebracht werden

35



können. Dementsprechend ist der Außendurchmesser des Fixationselements 2 und des Führungselements 4 etwas  
5 kleiner als der Innendurchmesser der ersten Ausnehmung 15. Die erste Ausnehmung 15 in dem Stützabschnitt 12 und das Führungselement 4 sind derart ausgebildet, dass eine Längsachse des Führungselements 4 und eine gedachte Tangente an die dem Knochen 3 zugewandten Seite der Osteosyntheseplatte einen Winkel von 50° bis 70°, insbesondere  
10 55° bis 65° einschließen. Hierbei weist das freie Ende des Führungselements 4 von dem Befestigungsabschnitt 5 weg. Diese winklige Anordnung wird dadurch erreicht, dass sich die erste Ausnehmung 15 schräg durch den Stützabschnitt 12  
15 erstreckt.

Das Fixationselement 2 ist als Schraube ausgebildet und weist an seinem vorderen Ende 16 ein zum Einschrauben in den Knochen 3 geeignetes selbstschneidendes Gewinde auf. An  
20 dem hinteren Ende 17 des Fixationselements 2 ist ein Schaft 18 ausgebildet, über den es mit dem Führungselement 4 verbunden werden kann. Bei der dargestellten Ausführungsform ist der Schaft 18 hohl ausgebildet.

25 Das Führungselement 4 übernimmt die Führung des Fixationselements 2. Hierzu weist das Führungselement 4 einen ersten Verbindungsabschnitt 19 auf, über den es an der Osteosyntheseplatte 1 fixiert werden kann. In dem an dem gegenüberliegenden freien Ende des Führungselements 4  
30 ausgebildeten zweiten Verbindungsabschnitt 20 ist eine Aufnahme 21 für den Schaft 18 des Fixationselements 2 vorgesehen. Der Schaft 18 und die Aufnahme 21 sind derart ausgebildet, dass das Fixationselement 2 kippstabil und axial verschieblich in dem Führungselement 4 aufgenommen

ist. Aufgrund der Verschieblichkeit des Fixationselements 2 können während des Heilungsprozesses auftretende Verschiebungen im Bereich der Fraktur gleitend ausgeglichen werden. Dementsprechend kann das als Schraube ausgebildete Fixationselement 2 bei der dargestellten Ausführungsform auch als Gleitschraube bezeichnet werden.

10 In Drehrichtung ist das Fixationselement 2 bei der dargestellten Ausführungsform fest in der Aufnahme 21 gehalten. Hierzu sind an dem Schaft 18 und in der Aufnahme 21 korrespondierenden Mitnehmerflächen 22 ausgebildet, wie dies in Figuren 3 und 4 dargestellt ist. Durch die  
15 Gestaltung wird einerseits das Einschrauben des Fixationselements 2 unter Drehung des Führungselements 4 in den Knochen 3 ermöglicht. Gleichzeitig wird auf diese Weise eine Rotationssicherung hergestellt, welche eine relative Drehung zwischen Fixationselement 2 und Führungselement 4  
20 verhindert. Bei der dargestellten Ausführungsform sind zwei parallele, gegenüberliegende Mitnehmerflächen 22 an der Außenseite des ansonsten zylindrischen Schafts 18 vorgesehen. Es kann jedoch auch eine andere nicht kreisförmige korrespondierende Querschnittsform des  
25 Schaftes 18 und der Aufnahme 21, beispielsweise ein Vierkant oder Sechskant verwendet werden.

In Figur 6, welche eine Schnittführung wie in Figur 4 zeigt, ist der Schnitt durch den Schaft 18 und die Aufnahme 21 einer alternativen Ausführungsform dargestellt. Hier  
30 sind das Fixationselement 2 und das Führungselement 4 nicht rotationsfest zueinander ausgebildet. Erreicht wird dies durch eine im Querschnitt kreisförmige Ausbildung von Schaft 18 und Aufnahme 21, welche keine Mitnehmerflächen

aufweisen. Diese Gestaltung ermöglicht es, das Führungselement 4 auf das Fixationselement 2 intraoperativ aufzudrehen, was die Montage erleichtern kann.

Das eine glatte zylindrische Außenform aufweisende Führungselement 4 ist durchgehend ausgebildet und kann daher auch als Gleithülse bezeichnet werden. Der Außendurchmesser des Führungselements 4 und der ersten Ausnehmung 15 in der Osteosyntheseplatte 1 ist derart bemessen, dass das Führungselement 4 in der Osteosyntheseplatte 1 kippstabil und passgenau gehalten wird. Durch unterschiedliche Längen des Führungselements 4 kann das System an unterschiedlich große Knochen angepasst werden.

Bewegungen des Führungselements 3 nach dem Einsetzen in die Osteosyntheseplatte 1 sind unerwünscht. Deshalb sind Befestigungsmittel 23 vorgesehen, die das Führungselement 4 in beide Richtungen axialfest halten. Bei der dargestellten Ausführungsform werden die Befestigungsmittel 23 durch den Vorsprung in Form einer Nase 24 des Führungselements 4 gebildet, welcher seitlich an dem Führungselement 4 übersteht und mit einer Nut 25 in der Osteosyntheseplatte 1 in Eingriff gebracht werden kann. Die Nut 25 erstreckt sich quer, insbesondere senkrecht zur Längsachse des Führungselements 4 und ist im Bereich der ersten Ausnehmung 15 angeordnet. Figur 5 veranschaulicht dies. Die Nut 25 verläuft gemäß Figur 3 bis zur Oberseite der Osteosyntheseplatte 1. Dadurch kann die Nase 24 leicht in die Nut 25 eingesetzt werden. Alternativ oder zusätzlich kann, wie in Figur 5 dargestellt, die Nut 25 einen erweiterten, nach außen offenen Abschnitt 26 aufweisen, über welchen die Nase 24 in die Nut 25 eingeführt werden kann.

Erfindungsgemäß sind weiterhin Mittel 27 zur Verhinderung einer Rotation des durch die Fraktur losgelösten Knochenfragments vorgesehen. Bei der dargestellten Ausführungsform umfassen diese eine einen Kopf aufweisende Antirotations-  
5 schraube 28, welche durch wenigstens eine zweite in dem Stützabschnitt 12 der Osteosyntheseplatte 1 ausgebildete Ausnehmung 29 in das losgelöste Knochenfragment eingesetzt  
10 werden kann. Die zweite Ausnehmung 29 ist bei der dargestellten Ausführungsform derart angeordnet, dass sich die Antirotationsschraube 28 parallel zu der Längsachse des Führungselementes 4 und zwar auf der dem Befestigungs-  
abschnitt 5 zugewandten Seite der ersten Ausnehmung 15 erstreckt. Alternativ und anders als dargestellt können die Antirotationsschraube 28 und das Führungselement 4 auch winklig zueinander angeordnet werden (insbesondere  $10^\circ$  bis  $45^\circ$ ), was unter Umständen eine noch bessere Fraktur-  
stabilisierung ermöglicht.

20

Die Antirotationsschraube 28 weist, wie die Corticalis-  
schrauben 9 und 11, einen erweiterten Kopf 30 mit einem Außengewinde auf, das in ein entsprechendes in der zweiten  
Ausnehmung 29 vorgesehenes Innengewinde bis zu einem  
25 Anschlag eingeschraubt werden kann. Die Antirotations-  
schraube 28 ist als Schaftschraube ausgebildet, welche nicht über die insgesamt Länge des Schraubenschafts, sondern lediglich an dem dem Kopf 30 gegenüberliegendem  
Ende, mit einem zum Einschrauben in den Knochen 3  
30 geeigneten Gewinde versehen ist.

Nicht dargestellt sind Ausführungsformen, in deren mehrere Antirotationsschrauben im Befestigungsabschnitt angeordnet und verwendet werden.

35

Das erfindungsgemäße System sieht weiterhin ein Knochensplitterfixierungselement 31 vor. Dieses muss jedoch  
5 nicht zwingend zum Einsatz kommen. Es ist insbesondere dann von Vorteil, wenn die Fraktur zu drei oder mehr Knochenfragmenten geführt hat. Bei der dargestellten Ausführungsform für die Versorgung einer proximalen Humerusfraktur kann durch das Knochensplitterfixierungs-  
10 element 31 das Tuberculum Majus-Fragment sicher fixiert werden. Dies geschieht dadurch, dass das Knochensplitterfixierungselement 31, das bei der dargestellten Ausführungsform als Schraube ausgebildet ist, in eine in dem Führungselement 4 ausgebildete Querbohrung 32 einge-  
15 führt und durch diese gehalten wird. Das Knochensplitterfixierungselement 31 weist einen länglichen Schaft auf, der an seinem unteren Ende mit einem Gewinde versehen ist, welches in ein in der Querbohrung 32 vorgesehenes Innengewinde eingeschraubt werden kann. Die Querbohrung 32 und  
20 damit die Längsachse der Knochensplitterfixierungsschraube 31 einerseits sowie die Längsachse des Führungselements 4 andererseits schließen einen Winkel zwischen  $60^\circ$  und  $100^\circ$ , insbesondere zwischen  $70^\circ$  und  $90^\circ$  ein.

25 Hierbei ist die Längsachse der Knochensplitterfixierungsschraube 31 von der Osteosyntheseplatte 1 weg geneigt, wenn der Winkel W weniger als  $90^\circ$  beträgt, und zu der Osteosyntheseplatte 1 hin geneigt, wenn der Winkel W mehr als  $90^\circ$  beträgt.

30

Bei der dargestellten Ausführungsform ist das Knochensplitterfixierungselement 31 als Krallenschraube ausgebildet, welche unter ihrem erweiterten Schraubenkopf einen mehrere Krallen aufweisenden Druckkörper 33 aufweist.

35

Um das Knochensplitterfixierungselement 31 ohne Probleme in die Querbohrung 32 einschrauben zu können, ist es  
5 erforderlich, das Führungselement 4 zuvor in die richtige Drehposition zu bringen, da anderenfalls das Knochensplitterfixierungselement 31 die Öffnung der Querbohrung 32 verfehlen würde. Hierfür dienen Ausrichtmittel, durch welche die Rotationsposition des Führungselements 4 relativ  
10 zur Osteosyntheseplatte 1 eingestellt und/oder kontrolliert werden kann. Bei der dargestellten Ausführungsform wird die korrekte Positionierung des Führungselements 4 dadurch sichergestellt, dass in der Nut 25 ein Anschlag 34 zur Anlage an der Nase 24 vorgesehen ist, der die Rotationsbewegung des Führungselements 4 begrenzt.  
15

Indem also die Nase 24 bis zur Anlage an dem Anschlag 34 bewegt wird, kann eine korrekte und genaue Ausrichtung des Führungselements 4 sichergestellt werden.

20 In Figur 1 ist auch ein Zielbügel 35 dargestellt, der es ermöglicht, minimalinvasiv das erfindungsgemäße System zu positionieren und an dem Knochen zu befestigen. Der Zielbügel 35 wird über einen Klemmanschnitt 36 spielfrei, jedoch lösbar mit der Osteosyntheseplatte 1 verbunden.  
25 Hierzu kann zwischen Zielbügel 35 und Osteosyntheseplatte 1 eine Schwalbenschwanzführung vorgesehen sein. Der Zielbügel 35 ermöglicht es, die erforderlichen Bohrlocher in dem Knochen 3 vorzusehen und anschließend die weiteren Elemente des erfindungsgemäßen Systems am Knochen 3 zu montieren.  
30 Der Zielbügel 35 ist bei der minimalinvasiven Versorgung besonders wichtig, da die übrigen Systembestandteile nicht unter direkter optischer Kontrolle montiert werden können. In dem Zielbügel 35 sind Zielbohrungen 37 vorgesehen, die mit den Ausnehmungen der Osteosyntheseplatte fluchten.

Diese Bohrungen 37 werden in bekannter Weise dazu verwendet, Bohrer zu führen, um in den Knochen 3 Bohrlöcher  
5 einbringen zu können. Gleichermäßen können mit Hilfe der Führung die verschiedenen Elemente des erfindungsgemäßen Systems minimalinvasiv gezielt an ihre jeweils vorgesehene Position gebracht werden.

10 In der Figur 7 ist das System wie in der Figur 3 im eingebauten Zustand dargestellt, wobei aufgrund einer ausreichenden Festigkeit der Corticalis auf die Osteosyntheseplatte verzichtet wurde.

15 In den Figuren 8 und 9 ist ausschnittsweise der Verbindungsabschnitt zwischen Führungselement 4 und Fixationselement 2. In der Figur 8 ist der Schaft 18 im zweiten Verbindungsabschnitt 20 so inneliegend, dass eine axiale und kippsichere Gleitbewegung möglich ist. Durch den  
20 angeordneten Begrenzungsanschlag 39, hier in Form eines Stiftes, der in eine umlaufende Nut eingreift, ist ein ungewolltes Herausgleiten des Schaftes 18 aus dem zweiten Verbindungsabschnitt 20 nicht möglich. In der Figur 9 ist im Unterschied zur Figur 8 der Schaft 18 des Fixations-  
25 elements so angeordnet, dass er den zweiten Verbindungsabschnitt 20 axial verschiebbar und kippstabil außen umschließt. Auch hier ist wiederum ein Begrenzungsanschlag 39 angeordnet. Damit kann die axiale Beweglichkeit auf eine vorbestimmte Länge eingestellt werden.

30 Damit ein Einschrauben des Fixationselements 2, welches auch drehbar in oder um den zweiten Verbindungsabschnitt 20 gelagert sein kann, ist am hinteren Ende des Fixationselement 17 zentral eine Fixationsausnehmung 41 angeordnet. In diesem Beispiel ist es ein Innengewinde, in das ein  
35 nicht dargestelltes Drehwerkzeug, welches durch die Dreh-

werkzeugbohrung 40 des Führungselements 4 geführt werden kann, eingeschraubt wird und somit eine kraftschlüssige  
5 Verbindung erzeugt.

Sämtliche im Körper verbleibenden Elemente des erfindungsgemäßen Systems bestehen aus Titan oder Edelstahl. Der Zielbügel 35 ist aus Holz oder aus Plastik,  
10 um eine Durchleuchtung zu ermöglichen.

Nachfolgend wird die Funktion und die Handhabung des erfindungsgemäßen Systems anhand des Vorgehens bei einer Operation einer sybkapitalen Humerusfraktur erläutert.

15

Nach einer gegebenenfalls erforderlichen Repositionierung der Bruchfragmente einer proximalen Humerusfraktur wird im Bereich des Oberarms ein kleiner Schnitt unterhalb des Oberarmkopfes angebracht und die Osteosyntheseplatte 1  
20 durch diesen bis zum Knochen eingeführt und dann am Knochen 3 entlang unter Abschabung der Muskulatur vorsichtig nach oben geschoben. Hierbei ist der Zielbügel 35 bereits fest mit der Osteosyntheseplatte 1 verbunden. Auf diese Weise wird die Osteosyntheseplatte 1 an die gewünschte Position  
25 geschoben, bis der Stützabschnitt 12 benachbart zur Fraktur zu liegen kommt. Dann wird die Osteosyntheseplatte 1 mittels der Cortikalisschrauben 9, 10, 11 an dem Schaft des Knochens 3 fixiert. Hierzu wird ein in bekannter Weise durch die Zielbohrungen 37 in dem Zielbügel 35 geführter  
30 Bohrer durch die Durchgangsöffnungen 6, 7 und 8 in den Schaft des Knochens 3 getrieben, und die entsprechenden Cortikalisschrauben 9, 10, 11 werden in den Knochen eingesetzt. Hierbei wird zunächst die den Kugelkopf aufweisende Cortikalisschraube 10 montiert. Die als Lang-

35



loch ausgebildete Durchgangsöffnung 7 ermöglicht dann noch eine Korrektur der genauen Lage der Osteosyntheseplatte 1 relativ zu dem Knochen 3, bevor durch Einsetzen der Corticalisschrauben 9 und 11 in die Durchgangsöffnungen 6 und 8 die Lage der Osteosyntheseplatte 1 endgültig fixiert wird.

Anschließend kann die Fraktur vorläufig fixiert werden, indem durch die Bohrungen 13 Kirschnerdrähte in den durch die Fraktur betroffenen Teil des Knochens 3 eingebracht werden. Diese provisorische Fixierung ist wichtig, um im nächsten Schritt durch die erste und zweite Ausnehmung 15, 29 Bohrlöcher in dem Knochen 3 anbringen zu können, die sich bis in das durch die Fraktur abgelöste Kopffragment erstrecken. Hierzu wird wiederum, wie auch bei allen weiteren anzubringenden Bohrlöchern in dem Knochen 3, die Führung durch die in dem Zielbügel 35 ausgebildeten Zielbohrungen 37 ausgenutzt, welche mit den entsprechenden Ausnehmungen 15, 29 bzw. Durchgangsöffnungen 6, 7, 8 der Osteosyntheseplatte 1 fluchten.

Nach dem Fertigstellen der Bohrlöcher wird das Fixationselement 2 mit seinem selbstschneidendem Gewinde in das durch den Bruch gelöste Kopffragment eingeschraubt und dadurch fixiert. Das Einschrauben kann unter Zuhilfenahme eines geeigneten Werkzeugs, eventuell auch mittels des Führungselementes 4 geschehen, welches mit seinem zweiten Verbindungsabschnitt 20 mit dem Fixationselement 2 verbunden wird. Jedenfalls wird das Führungselement 4 mit einem geeigneten Werkzeug durch die erste Ausnehmung 15 geschoben und so positioniert, dass es sich in dem Knochen 3 erstreckt, der Schaft 18 des Fixationselements 2 in der

Aufnahme 21 aufgenommen ist und die Nase 24 in die Nut 25 eingefügt ist. Damit ist das Führungselement 4 gegen unerwünschte axiale Bewegung gesichert.

Etwas unterhalb und parallel zum Führungselement 4 wird unter Verwendung des Zielbügels 35 die Antirotations-schraube 28 eingesetzt, um das Kopffragment zu fixieren. Die Gefahr unerwünschter Frakturbewegungen während der Operation wird dann verringert, wenn die einen kleineren Durchmesser aufweisende Antirotationsschraube 28 vor dem einen größeren Durchmesser aufweisenden Fixationselement 2 eingesetzt wird.

Sofern erforderlich, wird zur Fixierung des Tuberculum Majus-Fragments mit Hilfe des Zielbügels 35 ein weiteres Bohrloch durch dieses Fragment von schräg oben (bezogen auf die in Figur 3 dargestellte Lage des Knochens) in den Knochen 3 angebracht. Dies erfolgt noch vor dem Einsetzen des Führungselements 4 in den Knochen 3. Nachdem das Führungselement 4 durch Drehen der Nase 24 bis zum Anschlag 34 derart positioniert wurde, dass das Bohrloch für das Knochensplitterfixierungselement 31 mit der Querbohrung 32 fluchtet, wird das Knochensplitterfixierungselement 31 in die Querbohrung 32 eingeschraubt und das Tuberculum Majus-Fragment auf diese Weise fixiert.

Die Kirschnerdrähte zum temporären Fixieren werden dann entfernt und gegebenenfalls durch Schrauben, die sich durch die Bohrungen 13 erstrecken und mit ihrem Kopf in das in den Bohrungen 13 ausgebildete Innengewinde eingedreht werden, ersetzt.

Abschließend wird der Zielbügel an dem Klemmabschnitt 36 von der Osteosyntheseplatte 1 gelöst und von dieser  
5 abgenommen. Die Osteosyntheseplatte 1, das Fixationselement 2, das Führungselement 4, die Antirotationsschraube 28, das Knochensplitterfixierungselement 31 und die Corticalis-schrauben 9, 10, 11 verbleiben als Implantat bis zu vollständigen Frakturheilung im Körper.

10

Sofern die Corticalis eine ausreichende Festigkeit aufweist kann auch eine Befestigung des Führungselements 4 mit dem Fixationselement 2 direkt in der Corticalis des Knochens 3 erfolgen. Zur Verhinderung einer Rotation des Fragments  
15 kann wenigstens eine Antirotationsschraube 28 ebenfalls direkt im Befestigungsabschnitt eingebracht werden.

\*\*\*\*\*

## Bezugszeichenliste:

5	1	Osteosyntheseplatte
	2	Fixationselement
	3	Knochen
	4	Führungselement
	5	Befestigungsabschnitt
10	6	Durchgangsöffnung
	7	Durchgangsöffnung
	8	Durchgangsöffnung
	9	Corticalisschraube
	10	Corticalisschraube
15	11	Corticalisschraube
	12	Stützabschnitt
	13	Bohrungen
	14	Seitenfläche
	15	Erste Ausnehmung
20	16	Vorderes Ende des Fixationselements
	17	Hinteres Ende des Fixationselements
	18	Schaft
	19	Erster Verbindungsabschnitt
	20	Zweiter Verbindungsabschnitt
25	21	Aufnahme
	22	Mitnehmerfläche
	23	Befestigungsmittel
	24	Nase
	25	Nut
30	26	Erweiterter Abschnitt
	27	Mittel zur Verhinderung einer Rotation
	28	Antirotationschraube
	29	Zweite Ausnehmung
	30	Kopf
35	31	Knochensplittfixierungselement

	32	Querbohrung
	33	Druckkörper
5	34	Anschlag
	35	Zielbügel
	36	Klemmabschnitt
	37	Zielbohrungen
	38	Durchgangslöcher
10	39	Begrenzungsanschlag
	40	Drehwerkzeugbohrung
	41	Fixationsausnehmung

### Patentansprüche

5

1. System zur minimalinvasiven Versorgung einer Fraktur eines Knochens (3), insbesondere einer proximalen Humerus- oder Femurfraktur, umfassend eine Osteosyntheseplatte (1), welche einen Stützabschnitt (12), der mit einer Stützfläche an dem Knochen (3) benachbart zu der Fraktur positioniert werden kann, und einen Befestigungsabschnitt (5) zur Festlegung der Osteosyntheseplatte (1) an dem Knochen (3) aufweist,

10 ein Fixationselement (2) zum Fixieren in einem durch die Fraktur gelösten Fragment des Knochens (3), und ein Führungselement (4), welches über einen ersten Verbindungsabschnitt (19) an der Osteosyntheseplatte (1) befestigbar ist und das einen zweiten Verbindungsabschnitt (20) zum Führen des Fixationselements (2) aufweist, wobei der Stützabschnitt (12) der Osteosyntheseplatte (1) wenigstens eine erste Ausnehmung (15) aufweist und das Fixationselement (2) und das Führungselement (4) durch die erste Ausnehmung (15) in den Knochen (3) eingeführt werden können.

25 können.

2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Ausnehmung (15) in dem Stützabschnitt (12) und das Führungselement (4) derart ausgebildet sind, dass eine Längsachse des Führungselements (4) und eine Tangente an der dem Knochen (3) zugewandten Seite der Osteosyntheseplatte (1) einen Winkel zwischen 50° und 70°, insbesondere zwischen 55° und 65° einschließen.

35

3. System nach Anspruch 1 oder 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
5 Befestigungs-mittel (23) vorgesehen sind, welche das  
Führungselement (4) nach dem Einsetzen in die Osteo-  
syntheseplatte (1) in beiden Richtungen axial festhalten.

10 4. System nach Anspruch 3,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Ausricht-  
mittel vorgesehen sind, durch welche die Rotationsposition  
des Führungselements (4) relativ zur Osteosyntheseplatte  
(1) eingestellt und/oder kontrolliert werden kann.

15

5. System nach Anspruch 3 und 4,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
Befestigungsmittel (23) eine in der ersten Ausnehmung (15)  
20 des Stützabschnitts (12) ausgebildete Nut (25) und eine  
korrespondierende, an dem Führungselement (4) ausgebildete  
Nase (24) umfassen, welche in die Nut (25) eingeführt  
werden kann.

25

6. System nach Anspruch 5,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass in der Nut  
(25) ein Anschlag (34) zur Anlage an der Nase (24)  
vorgesehen ist, welcher eine Rotationsbewegung des  
30 Führungselements begrenzt.

35

7. System nach Anspruch 3 oder 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
5 Befestigungsmittel (23) ein an dem ersten Verbindungs-  
abschnitt (19) des Führungselements (4) ausgebildetes  
Außengewinde und ein mit diesem in Eingriff bringbares, in  
der ersten Ausnehmung (15) ausgebildetes Innengewinde  
umfassen.

10

8. System nach einem der Ansprüche 1 bis 7,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der zweite  
Verbindungsabschnitt (20) des Führungselements (4) als  
15 Aufnahme (21) ausgebildet ist, in der ein Schaft (18) des  
Fixationselements (2) kippstabil und axial verschieblich  
aufgenommen ist.

20 9. System nach Anspruch 8,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Schaft  
(18) des Fixationselements (2) Mitnehmerflächen (22)  
aufweist, durch welche das Fixationselement (2) rotations-  
fest in der Aufnahme (21) gehalten ist.

25

10. System nach einem der Ansprüche 1 bis 9,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass es ein  
Knochensplinterfixierungselement (31) einschließt, das in  
30 oder an dem Führungselement (4), insbesondere in einer  
darin vorgesehene Querbohrung (32), fixierbar ist.



11. System nach Anspruch 10,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
5 Querb Bohrung derart in dem Führungselement (4) angeordnet  
ist, dass eine Längsachse des Knochensplitterfixierungs-  
elements (31) und eine Längsachse des Führungselements (4)  
einen Winkel zwischen  $60^\circ$  und  $100^\circ$ , insbesondere zwischen  
 $70^\circ$  und  $90^\circ$  einschließen.
- 10 12. System nach Anspruch 10 oder 11,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
Knochensplitterfixierungselement (31) als eine Schraube  
ausgebildet ist, die einen Krallen aufweisenden Druckkörper  
15 (33) aufweist.
13. System nach Anspruch 1 bis 12,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Mittel  
(27) zur Verhinderung einer Rotation des losgelösten  
20 Knochenfragments vorgesehen sind.
14. System nach Anspruch 13,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das Mittel  
zur Verhinderung der Rotation eine einen Kopf (30)  
25 aufweisende Antirotationsschraube (28) einschließen, die  
durch wenigstens eine zweite Ausnehmung (29) in dem  
Stützabschnitt (12) der Osteosyntheseplatte (1) in das  
losgelöste Fragment des Knochens (3) einsetzbar ist.
- 30 15. System nach Anspruch 14,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die zweite  
Ausnehmung (29) ein Innengewinde und die Antirotations-  
schraube (28) an ihrem Kopf (30) ein entsprechendes  
Außengewinde aufweist.

16. System nach einem der Ansprüche 1 bis 15,  
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h, einen Zielbügel  
5 (35), welcher über wenigstens einen Klemmabschnitt (36) mit  
der Osteosyntheseplatte (1) lösbar ist.

17. System nach Anspruch 16,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der  
10 Zielbügel (35) Zielbohrungen (37) aufweist, die mit der  
Ausnehmung in der Osteosyntheseplatte (1) fluchten, wenn  
der Zielbügel (35) mit der Osteosyntheseplatte (1)  
verbunden ist.

15 18. System nach Anspruch 1,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
Fixationselement (2) einen Schraubenkopf mit einem  
selbstschneidenden Gewinde aufweist.

20

19. System zur minimalinvasiven Versorgung einer  
Fraktur eines Knochens (3), insbesondere einer proximalen  
Humerus- oder Femurfraktur, umfassend einen Stützabschnitt  
25 (12) in der Corticalis oder mittels Osteosyntheseplatte (1)  
mit einen zusätzlichen Befestigungsabschnitt (5) an dem  
Knochen (3),  
ein Fixationselement (2) zum Fixieren in einem durch die  
Fraktur gelösten Fragment des Knochens (3), und ein  
30 Führungselement (4), welches über einen ersten  
Verbindungsabschnitt (19) im Stützabschnitt (12) an der  
Osteosyntheseplatte (1) oder in der Corticalis befestigbar  
ist und einen zweiten Verbindungsabschnitt (20) zum Führen  
des Fixationselements (2) aufweist,  
35 wobei

der zweite Verbindungsabschnitt (20) des Führungselements (4) und der Schaft (18) des Fixationselements (21) als  
5 kippstabiles und axial verschiebliches Gleitlager ausgebildet sind,  
und das System als Mittel zur Verhinderung einer Rotation des losgelösten Knochenfragments mindestens eine  
Antirotations-schraube (28) im Stützabschnitt (12)  
10 angeordnet ist und in das losgelöste Fragment des Knochens einsetzbar ist.

20. System nach Anspruch 19,  
15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der zweite Verbindungsabschnitt (20) des Führungselements (4) und der Schaft (18) des Fixationselements (2) als Gleitlager so ausgebildet sind, dass der Schaft (18) des Fixationselements (2) in oder um den zweiten Verbindungsabschnitt  
20 (20) angeordnet ist.

21. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
25 Fixationselement (2) als Gleitschraube mit einem Gewinde an seinem vorderen Ende (16) und der Schaft (18) in oder um den zweiten Verbindungsabschnitt (20) kippstabil und axial beweglich ist.

30

22. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Schaft des Fixationselements (2) in oder um den zweiten Verbindungsabschnitt (20) axial begrenzt beweglich ist.

23. System nach einem der Ansprüche 19 bis 22  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Schaft  
5 (18) und der zweite Verbindungsabschnitt (20) derartig  
kreisförmig ausgebildet sind, dass eine axiale Drehung des  
Fixationselements (2) in oder um das Führungselement (4)  
möglich ist.

10

24. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
Stützabschnitt (12) und das Führungselement (4) derart  
ausgebildet sind, dass eine Längsachse des Führungselements  
15 (4) und eine Tangente an der Außenseite der Corticalis des  
Knochens (3) einen Winkel zwischen  $50^\circ$  und  $70^\circ$ ,  
insbesondere zwischen  $55^\circ$  und  $65^\circ$  einschließen.

20 25. System nach einem der Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass es  
mindestens ein Knochensplinterfixierungselement (31)  
einschließt, das in oder an dem Führungselement (4),  
insbesondere in mindestens einer darin vorgesehenen  
25 Querbohrung (32), fixierbar ist.

26. System nach Anspruch 25,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass eine  
30 Querbohrung (32) derart in dem Führungselement (4)  
angeordnet ist, dass eine Längsachse des Knochen-  
splinterfixierungselements (31) und eine Längsachse des  
Führungselements (4) einen Winkel zwischen  $60^\circ$  und  $100^\circ$ ,  
insbesondere zwischen  $70^\circ$  und  $90^\circ$  einschließen.

35

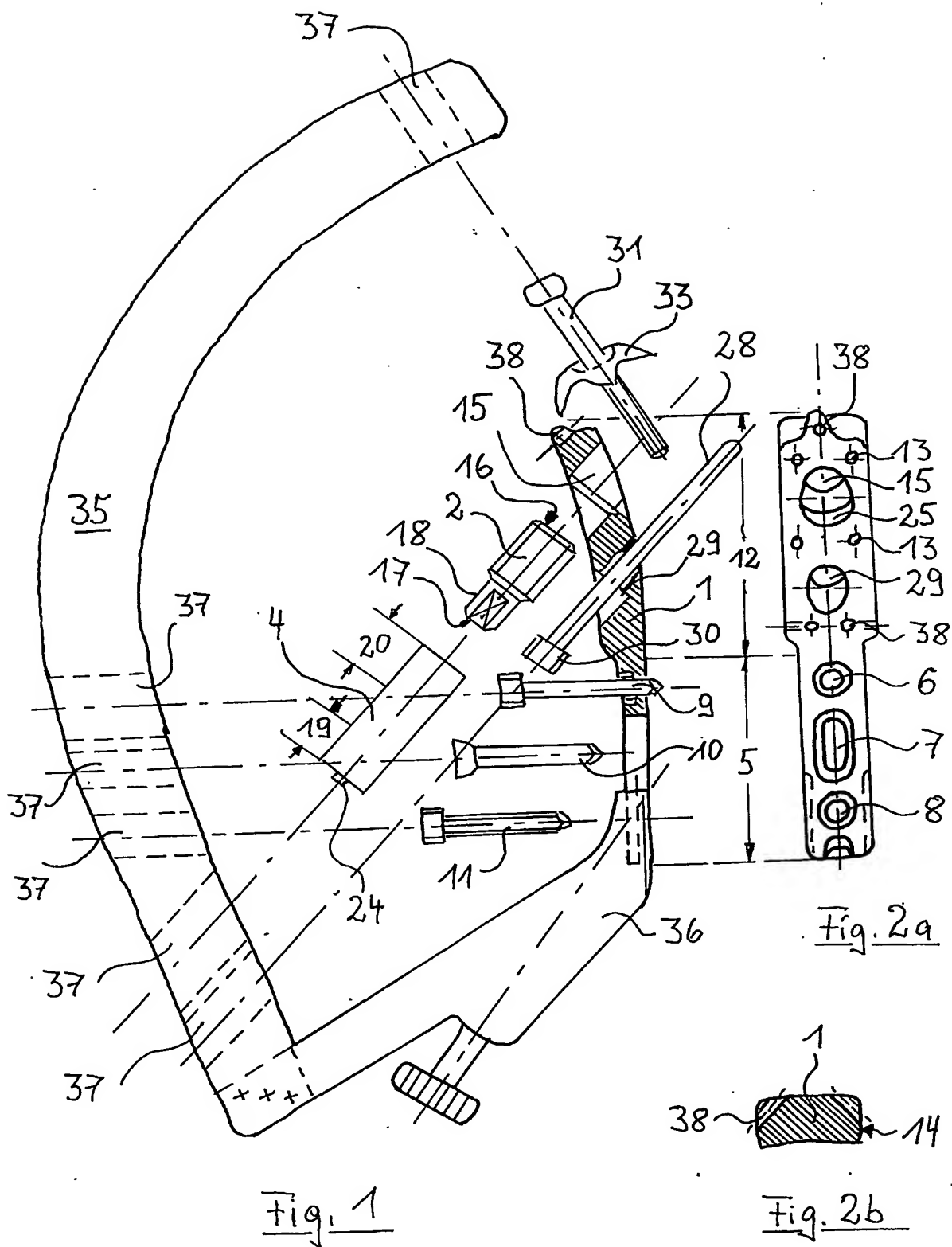
27. System nach Ansprüche 19, 25 oder 26,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
5 Knochensplitterfixierungselement (31) als eine Schraube  
ausgebildet ist, die einen Krallen aufweisenden Druckkörper  
(33) aufweist.

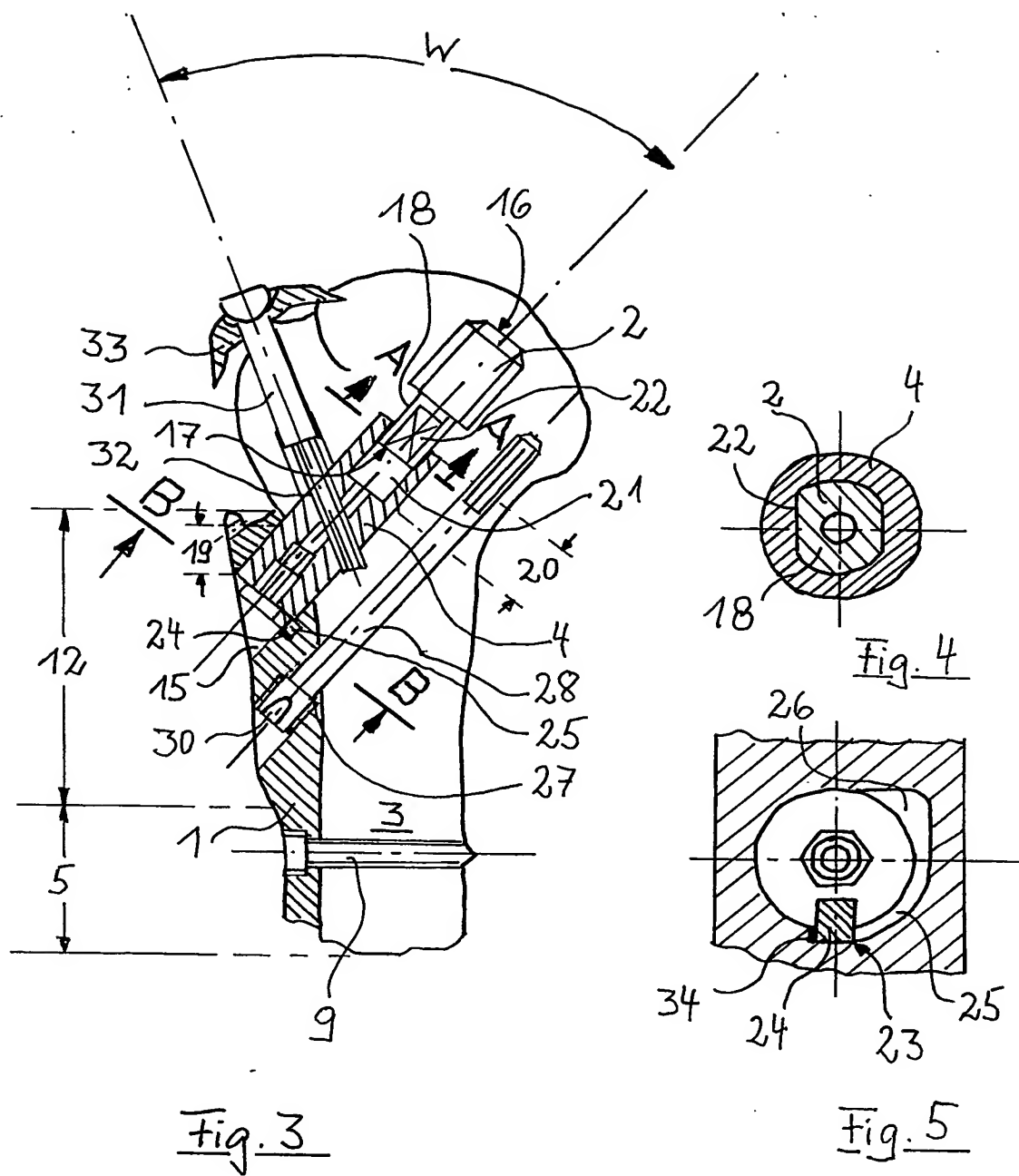
28. System nach Anspruch 19,  
10 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
Befestigungs-mittel (23) vorgesehen sind, welche das  
Führungselement (4) nach dem Einsetzen in die  
Osteosyntheseplatte (1) oder in die Corticalis in beiden  
Richtungen axialfest halten.

15 29. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Ausricht-  
mittel vorgesehen sind, durch welche die Rotationsposition  
des Führungselements (4) relativ zum Knochensplitter-  
20 fixierungselement (31) eingestellt und/oder kontrolliert  
werden kann.

30. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
25 Führungselement (4) axial eine Drehwerkzeugbohrung (40)  
aufweist zur Aufnahme eines Drehwerkzeuges.

31. System nach Anspruch 19,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
30 Fixationselement (2) einen Schraubkopf mit einem selbst-  
schneidenden Gewinde aufweist.





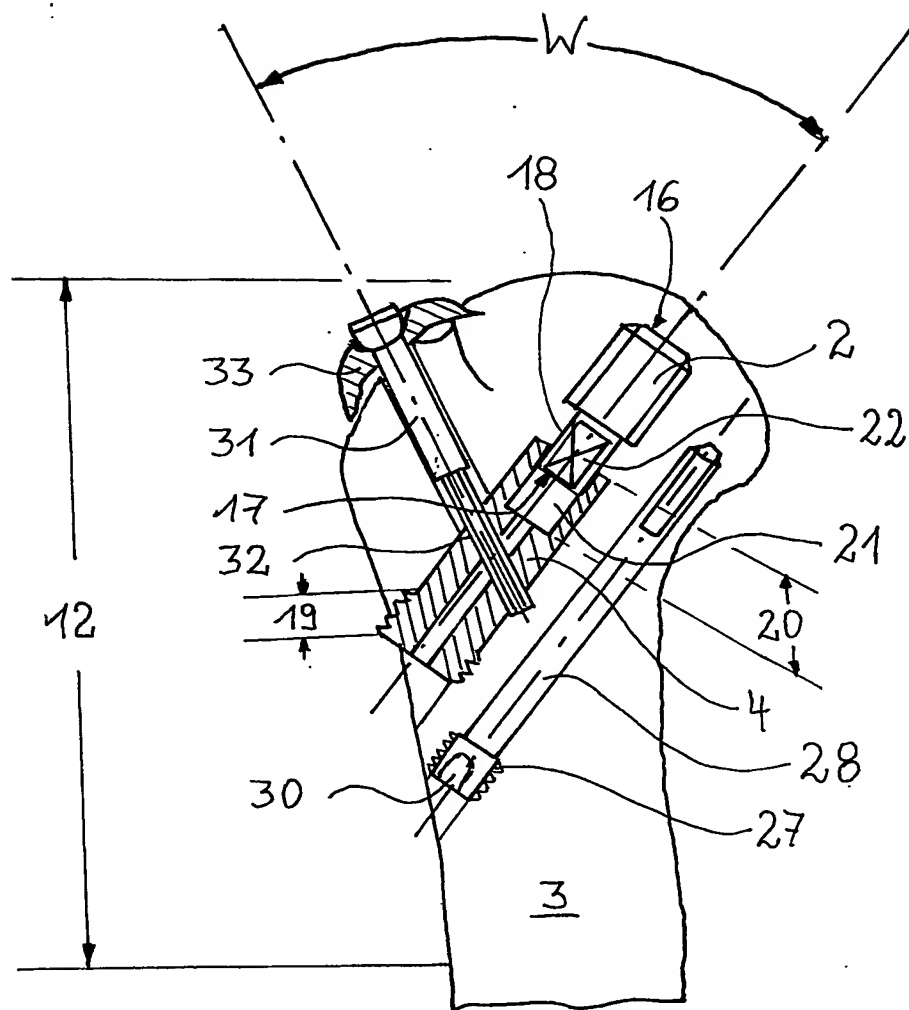


Fig. 7



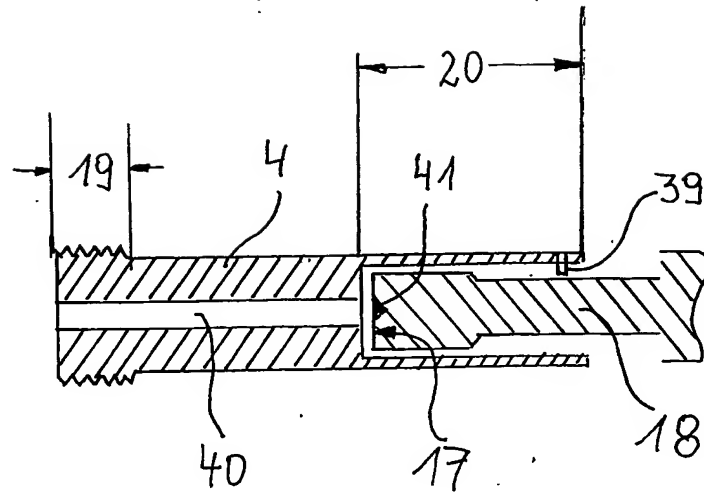


Fig. 8

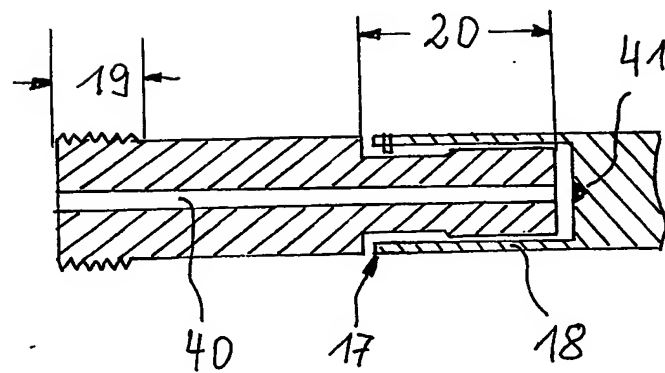


Fig. 9

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE2004/002312

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B17/74

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)  
EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 617 927 A (GOTFRIED, YEHIEL) 5 October 1994 (1994-10-05) cited in the application	1-3,7,8, 10,11, 13-25, 27,29,30 4-6,9,28
Y	column 8, lines 13,14 - column 5, lines 37,38; figures 7,10,13	
Y	FR 2 572 648 A (BRISTOL MYERS CO) 9 May 1986 (1986-05-09) page 4, lines 20-24; figures 1,2	4-6,28
Y	GB 945 292 A (HOWE SOUND COMPANY) 23 December 1963 (1963-12-23) page 2, lines 91-97	4-6,28
	----- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 March 2005

Date of mailing of the international search report

16/03/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Assion, J-C

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE2004/002312

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 0 085 493 A (RICHARDS MEDICAL COMPANY; RICHARDS MEDICAL CO) 10 August 1983 (1983-08-10) figures 11,20	9
A	----- US 5 498 265 A (ASNIS ET AL) 12 March 1996 (1996-03-12) figure 3	21
A	----- WO 89/06940 A (BIOMET, INC) 10 August 1989 (1989-08-10) figure 3	1
A	----- US 3 939 498 A (LEE ET AL) 24 February 1976 (1976-02-24) figures 1,2	12
A	----- WO 03/015650 A (DEPUY PRODUCTS, INC) 27 February 2003 (2003-02-27) figure 8	1
	-----	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2004/002312

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0617927	A	05-10-1994	IL 105183 A	23-07-1996
			JP 3532622 B2	31-05-2004
			JP 8112290 A	07-05-1996
			DE 69416020 D1	04-03-1999
			DE 69416020 T2	16-09-1999
			EP 0617927 A1	05-10-1994
			US 5429641 A	04-07-1995
			EP 0686375 A1	13-12-1995
			IL 109929 A	05-04-1998
			US 5690640 A	25-11-1997
FR 2572648	A	09-05-1986	US 4612920 A	23-09-1986
			AU 567624 B2	26-11-1987
			AU 4915885 A	15-05-1986
			BE 903589 A1	05-05-1986
			BR 8505526 A	12-08-1986
			CA 1239754 A1	02-08-1988
			ES 296764 U	16-01-1988
			FR 2572648 A1	09-05-1986
			GB 2166359 A ,B	08-05-1986
			IT 1182955 B	05-10-1987
			JP 1777014 C	28-07-1993
			JP 4061658 B	01-10-1992
			JP 61159955 A	19-07-1986
			KR 8900923 B1	14-04-1989
			MX 163082 B	19-08-1991
			NL 8503024 A	02-06-1986
GB 945292	A	23-12-1963	US 3107666 A	22-10-1963
EP 0085493	A	10-08-1983	US 4530355 A	23-07-1985
			AT 18984 T	15-04-1986
			DE 3362835 D1	15-05-1986
			EP 0085493 A1	10-08-1983
			US 4617922 A	21-10-1986
			US 4641640 A	10-02-1987
			US 4616638 A	14-10-1986
US 5498265	A	12-03-1996	US 5217462 A	08-06-1993
			AT 121922 T	15-05-1995
			AT 139102 T	15-06-1996
			AU 648723 B2	28-04-1994
			AU 1582492 A	06-10-1992
			CA 2104680 A1	06-09-1992
			CA 2206764 A1	06-09-1992
			DE 9290023 U1	18-11-1993
			DE 69202337 D1	08-06-1995
			DE 69202337 T2	31-08-1995
			DE 69211561 D1	18-07-1996
			DE 69211561 T2	10-10-1996
			EP 0574517 A1	22-12-1993
			EP 0611018 A2	17-08-1994
			ES 2072146 T3	01-07-1995
			ES 2088310 T3	01-08-1996
			IE 920693 A1	09-09-1992
			JP 7073586 B	09-08-1995
			WO 9215257 A1	17-09-1992

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2004/002312

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
WO 8906940	A	10-08-1989	EP	0359793 A1	28-03-1990
			WO	8906940 A1	10-08-1989
			US	4940467 A	10-07-1990
US 3939498	A	24-02-1976	GB	1515293 A	21-06-1978
			IE	41247 B1	21-11-1979
WO 03015650	A	27-02-2003	US	2003040752 A1	27-02-2003
			EP	1418855 A1	19-05-2004
			WO	03015650 A1	27-02-2003

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002312

**A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES**  
IPK 7 A61B17/74

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RESEARCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 617 927 A (GOTFRIED, YEHIEL) 5. Oktober 1994 (1994-10-05) in der Anmeldung erwähnt	1-3, 7, 8, 10, 11, 13-25, 27, 29, 30 4-6, 9, 28
Y	Spalte 8, Zeilen 13, 14 - Spalte 5, Zeilen 37, 38; Abbildungen 7, 10, 13	
Y	FR 2 572 648 A (BRISTOL MYERS CO) 9. Mai 1986 (1986-05-09) Seite 4, Zeilen 20-24; Abbildungen 1, 2	4-6, 28
Y	GB 945 292 A (HOWE SOUND COMPANY) 23. Dezember 1963 (1963-12-23) Seite 2, Zeilen 91-97	4-6, 28
	----- -/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*Z\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

7. März 2005

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

16/03/2005

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Assion, J-C

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/DE2004/002312

## C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	EP 0 085 493 A (RICHARDS MEDICAL COMPANY; RICHARDS MEDICAL CO) 10. August 1983 (1983-08-10) Abbildungen 11,20 -----	9
A	US 5 498 265 A (ASNIS ET AL) 12. März 1996 (1996-03-12) Abbildung 3 -----	21
A	WO 89/06940 A (BIOMET, INC) 10. August 1989 (1989-08-10) Abbildung 3 -----	1
A	US 3 939 498 A (LEE ET AL) 24. Februar 1976 (1976-02-24) Abbildungen 1,2 -----	12
A	WO 03/015650 A (DEPUY PRODUCTS, INC) 27. Februar 2003 (2003-02-27) Abbildung 8 -----	1

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002312

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0617927 A	05-10-1994	IL 105183 A	23-07-1996
		JP 3532622 B2	31-05-2004
		JP 8112290 A	07-05-1996
		DE 69416020 D1	04-03-1999
		DE 69416020 T2	16-09-1999
		EP 0617927 A1	05-10-1994
		US 5429641 A	04-07-1995
		EP 0686375 A1	13-12-1995
		IL 109929 A	05-04-1998
		US 5690640 A	25-11-1997
FR 2572648 A	09-05-1986	US 4612920 A	23-09-1986
		AU 567624 B2	26-11-1987
		AU 4915885 A	15-05-1986
		BE 903589 A1	05-05-1986
		BR 8505526 A	12-08-1986
		CA 1239754 A1	02-08-1988
		ES 296764 U	16-01-1988
		FR 2572648 A1	09-05-1986
		GB 2166359 A , B	08-05-1986
		IT 1182955 B	05-10-1987
		JP 1777014 C	28-07-1993
		JP 4061658 B	01-10-1992
		JP 61159955 A	19-07-1986
		KR 8900923 B1	14-04-1989
		MX 163082 B	19-08-1991
		NL 8503024 A	02-06-1986
GB 945292 A	23-12-1963	US 3107666 A	22-10-1963
EP 0085493 A	10-08-1983	US 4530355 A	23-07-1985
		AT 18984 T	15-04-1986
		DE 3362835 D1	15-05-1986
		EP 0085493 A1	10-08-1983
		US 4617922 A	21-10-1986
		US 4641640 A	10-02-1987
US 5498265 A	12-03-1996	US 4616638 A	14-10-1986
		US 5217462 A	08-06-1993
		AT 121922 T	15-05-1995
		AT 139102 T	15-06-1996
		AU 648723 B2	28-04-1994
		AU 1582492 A	06-10-1992
		CA 2104680 A1	06-09-1992
		CA 2206764 A1	06-09-1992
		DE 9290023 U1	18-11-1993
		DE 69202337 D1	08-06-1995
		DE 69202337 T2	31-08-1995
		DE 69211561 D1	18-07-1996
		DE 69211561 T2	10-10-1996
		EP 0574517 A1	22-12-1993
		EP 0611018 A2	17-08-1994
		ES 2072146 T3	01-07-1995
		ES 2088310 T3	01-08-1996
		IE 920693 A1	09-09-1992
		JP 7073586 B	09-08-1995
		WO 9215257 A1	17-09-1992



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002312

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 8906940	A	10-08-1989	EP	0359793 A1	28-03-1990
			WO	8906940 A1	10-08-1989
			US	4940467 A	10-07-1990
US 3939498	A	24-02-1976	GB	1515293 A	21-06-1978
			IE	41247 B1	21-11-1979
WO 03015650	A	27-02-2003	US	2003040752 A1	27-02-2003
			EP	1418855 A1	19-05-2004
			WO	03015650 A1	27-02-2003